2013 年度　修士論文

呼吸様式の違いが立位時の身体動揺に及ぼす影響

Influence of breathing technique on body sway

早稲田大学　大学院スポーツ科学研究科

スポーツ科学専攻　身体運動科学研究領域

5012A009-3

小野寺　亘

Wataru ONODER

研究指導教員：　矢内　利政　教授

目次

第 1 章
緒言

人は随意的に身体を静止させようとしても、姿勢を維持するための筋活動や、呼吸・心拍などの要因によって身体に微細な揺れ(身体動揺)を伴っている（執行 1958、高田ら 1982、山本 1979)。アーチェリーや射撃に代表される的を遠距離から狙い撃つ射的競技において身体の揺れは照準ブレの要因となり、身体動揺は命中精度の低下につながると考えられる。アーチェリーを例に挙げると、男子競技において一般的に用いられる的の距離は 30m、50m、70m、90m であり、最も高い点数を得られる的の中心部は 30・50m 用の的で半径 4cm、70・90m 用の的で半径 6cm となっている(図 1)。競技の中で狙い撃つ的の中心部は肉眼で正確に視認することが難しいほど小さいため、僅かな身体の揺れであっても矢の命中精度は悪影響を受けると考えられる。Keast & Elliott(1990)はアーチェリー競技について、身体動揺を定量

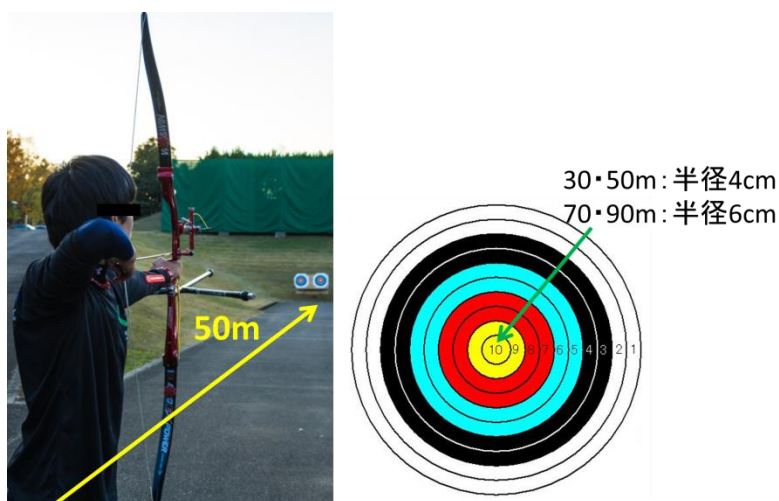



図 1　アーチェリーと的

化する指標の 1 つとして用いられる足圧中心(COP: center of pressure)軌跡に囲まれる面積が大きい射において的中時の点数や競技者自身の射に対する自己評価が低かったことを報告している。したがって、身体動揺を抑制し、姿勢を安定させることはアーチェリーなどの射的競技におけるパフォーマンスを向上させるために重要と推測される。

近年、人の身体重心高は腹式呼吸という呼吸様式で吸気を行うことで、胸式呼吸で吸気を行うよりも低くなることが明らかになっている(屈ら 2001、丸山ら 2012)。身体動揺は身体重心高が低くなると抑制されると報告されているため(Rosker et al. 2011、執行 1958)、より身体重心高が低くなる呼吸様式を用いて吸気した状態を維持することで立位姿勢での身体動揺を抑制することができるものと考えられる。しかしながら、先行研究で扱われている身体重心高と身体動揺との関係はかなり大きな(10~60cm 程度)身体重心高の変化による影響を検証したものであり、呼吸様式の違いによって生じる小さな身体重心高の変化(約 1cm 程度)が身体動揺に及ぼす影響は明らかになっていない。そこで本研究では、胸式呼吸と腹式呼吸という呼吸様式の違いが身体動揺に影響を与えるかを呼吸様式間で異なる身体重心高に着目して明らかとすることを目的とする。

人が立位姿勢を維持するためには身体重心を地面に投影した点が両足に囲まれる支持面の中に維持される必要がある(長谷 2006)。しかし、立位時に両足に囲まれる支持面は小さく、それに対して人の身体重心は身長比で地面から約 54~56%(阿江と藤井 2002)と高い位置にある。狭い支持面に対して身体重心高が高いため、人の立位姿勢は少し傾くと身体重心を地面へ投影した点が支持面から出る状態にあ

る。立位時の身体重心は身体を支える支点となる足関節から約30~50mm前方に位置しているため(Gurfinkel et al. 1995)、身体に作用する重力により足関節には背屈方向のモーメントが作用する。そのため、立位姿勢は下肢背部の筋が前方へ体が回転するのを防ぐことで維持されている(Winter et al. 1998,長谷 2006)。このような姿勢の制御が絶えず行われているため、人は随意的に身体を静止させようとしても剛体のように静止することはない。人は静止しているつもりでも、筋活動や心拍、呼吸など種々の要因により身体に微細な揺れを生じている(執行 1958、高田ら 1982、山本 1979)。上記のような身体の揺れ(以下、身体動揺と呼ぶ)を、人の姿勢制御の出力として計測・分析することによって、種々の知見が得られている(大西と土屋 1986)。

身体動揺は古くは目視で観測された(Romberg 1853)。この方法は現在でも立位時の動揺を目視によって確認する Romberg's test という神経学的な試験として臨床的に利用されている(中山 1987, Khasnis & Gokula 2003)。目視によって観測されて以来、身体動揺を定量的に計測する試みがなされており、頭部の動揺を計測する方法や、身体重心の動きを計測する方法などを用いて身体動揺の定量化が試みられてきた(田口 1983)。近年では計測機器の発達によってフォースプレート(床反力計)を用いて身体動揺を計測する方法が主流となっており、床反力から算出された COP が身体動揺の定量化に使用される(Clair & Riach 1996)。COP は立位姿勢においては身体重心を地面に投影した点とほぼ一致するとされている(藤原と池上 1981)。COP の変位から計算した軌跡長や COP 軌跡の外周面積(COP 面積)は身体動揺の主な指標として扱われ、立位姿勢の安定性評価や平衡機能検査などに用いられている(藤原と池上 1981、中山 1987)。

呼吸は肺に外気を取り込み、酸素を体内に取り入れる活動である。呼吸では肺の拡大と縮小によって空気の出し入れが行われるが、肺自体は拡大や縮小といった呼吸を発生させる動きを自力で行う能力を持たない。そのため、肺の拡大・縮小は胸郭と横隔膜の動きによる胸郭内の容積変化によって生じる。胸郭は胸椎と肋骨、胸骨および付着する筋肉と筋膜で構成され、下方にある横隔膜で腹部と区切られている。胸郭は呼吸の際に、肋間筋が収縮と弛緩を行い、正面から見ると骨組を上下に開閉するように動く。また、横隔膜も収縮と弛緩によって上下に動く。胸郭が開き、横隔膜が下降することで胸郭内の容積が前後・上下・側方に広がり、肺に空気が流入する。呼気時は胸郭が閉じ、横隔膜が上昇することで胸腔内の容積が元に戻り、肺中の空気が排出される(図 2)(中村ら 2003)。このような胸郭や横隔膜の動きは体内での臓器の移動や体幹部の変形を伴い、身体の質量分布の変化を生じる。質量分布が変化するため、呼吸は身体重心高の変化を伴う。呼吸と身体重心高に関する内容を扱った先行研究は少ないが、屈ら(2001)や丸山ら(2012)は呼吸に伴って身体重心高が微量(約 1cm 程度)であるが変化し、呼吸様式の違いによって身体重心高が異なる変化を示すことを報告している。呼吸様式は、呼吸時に体幹のどの部位を膨らませるかによって分類でき、胸郭の動きを主として胸部を膨らませる胸式呼吸と横隔膜の動きを主として腹部を膨らませる腹式呼吸に大きく分けられる(浅見と平井 1996)。また、前述の屈ら(2001)や丸山ら(2012)は腹式呼吸の吸気時に身体重心高が胸式呼吸の吸気時よりも低くなることを報告している。

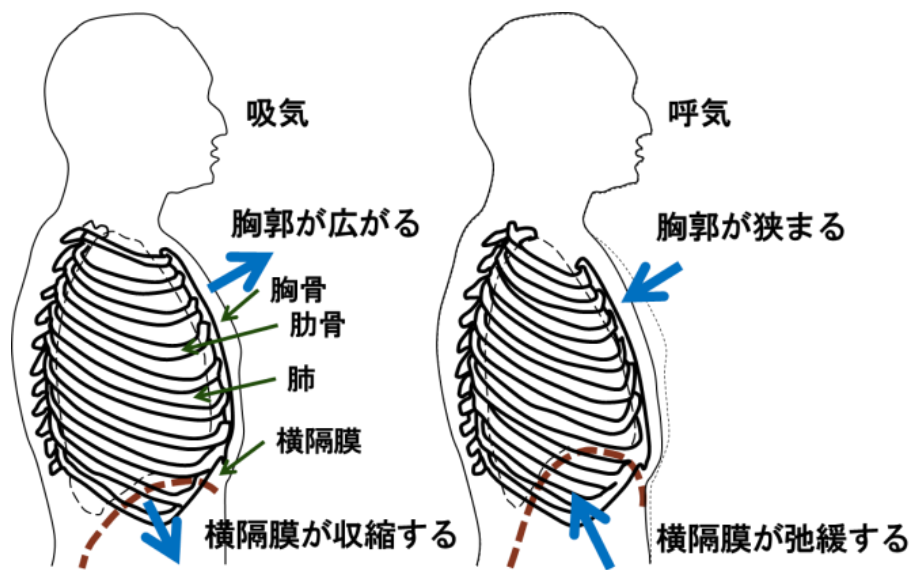



図 2　呼吸の仕組み

身体動揺は身体重心高が低い条件で抑制されたことが報告されている(Rosker et al. 2011、執行 1958)。Rosker et al.は被験者の腰から重りを吊り下げた条件と肩に重りを担がせた条件を設定し、被験者の身体重心高を外部から人為的に変化させた。その結果、身体動揺は身体重心高が高い条件に比較して低い条件で抑制されたことを報告している。また、執行は立位姿勢やしゃがみ姿勢といった姿勢の変化による身体重心高の変化について実験を行い、立位姿勢よりも身体重心高が低くなるしゃがみ姿勢で身体動揺が抑制されたことを報告している。これらの先行研究より、身体重心高が低くなる呼吸様式である腹式呼吸において身体動揺が抑制される可能性が推測される。しかしながら、上記の先行研究は約 10～60cm というかなり大きな身体重心高の変化が生じる条件において行われたものであるため、呼吸様式によって生じる 1cm 程度の小さな身体重心高の変化が身体動揺に影響を与え得るのかは定かではない。

屈ら(2001)や丸山ら(2012)は呼吸に伴って身体重心高が微量(大きくて 1cm 程度)であるが変化し、腹式呼吸における身体重心高が胸式呼吸に比べて低くなることを報告している。この観察結果を、身体重心高が低い条件で身体動揺が抑制されたと報告した Rosker et al.(2011)や執行(1958)の研究と合わせて考えると、身体重心高が低くなる呼吸様式である腹式呼吸において身体動揺が抑制される可能性が生じる。しかしながら、Rosker et al.や執行の研究は、おおよそ 10~60cm 程度というかなり大きな身体重心高の変化と身体動揺の関連について行われた研究であり、呼吸様式によって生じる程度の小さい身体重心高の変化が身体動揺に影響を与えるかは定かではない。また、呼吸様式の違いと身体動揺の関連を扱った研究はこれまでに行われておらず、そもそも異なる呼吸様式を行った際に身体動揺が変化するかということが明らかになっていない。加えて、身体動揺に影響を与え得る要素は身体重心高以外にも筋活動や呼吸、心拍、精神・神経的な要因（執行 1958、高田ら 1982、山本 1979、Rosker et al. 2011、長谷 2006、村田ら 2005)といったものがあり、仮に呼吸様式間で身体動揺が変化しても、それだけでは身体動揺が変化した要因が身体重心高であったとは言い難い。そこで、本研究では、胸式呼吸と腹式呼吸という異なる呼吸様式間で身体動揺が変化するのか、及び呼吸様式間で身体動揺が変化した場合に身体重心高がその要因となっているかを明らかとすることを目的とした。

第 2 章
実験方法

早稲田大学所沢キャンパスのフロンティアリサーチセンター(110号館)内にある実験室(110 室)において実験を行った。実験を行った部屋は四方が白い壁に囲まれた部屋であった。被験者が向く正面約 9m前方の壁には窓があったがブラインドを閉じることにより室外の視覚情報を遮断した。室内には種々の計測機器などが保管されていたが、実験中に被験者の視野に稼働する機材はなかった。室内は明るく保たれており、被験者が試技を行っている際の光源の点滅や騒音・振動の無い状態で実験を行った。

被験者は男性 20 名とした。被験者の年齢、身長、体重の平均と標準偏差はそれぞれ 23.6±2.7 歳、170.3±5.7cm、65.4±7.3kg であった。実験の中で呼吸様式を使い分けて身体重心高と身体動揺の計測を行うため、呼吸様式の使い分けが可能であること、呼吸器や身体に疾患や障害がないこと、実験当日に身体動揺を生じる要因となり得る体調不良(二日酔いや睡眠不足)が無いことを条件とした。被験者には本研究の目的と内容についての説明を行い、実験参加の同意を書面にて得た上で実験を行った。また、本研究を行うにあたり、早稲田大学の「人を対象とする研究に関する倫理委員会」の承認を得た。

本研究では身体動揺が呼吸様式間で変化するか、呼吸様式間で生じる程度の大きさの身体重心高の変化がその要因となるかを明らかとすることを目的とし、呼吸様式と身体重心高という 2 つの要因が身体動揺に与える影響を分析するための実験を行った。実験では 2 種類の呼吸様式と 2 種類の身体重心高の条件を組み合わせた 4 条件について

身体動揺の計測を行った。呼吸様式は胸式呼吸と腹式呼吸を条件とし、身体重心高は呼吸様式間で生じる変化と同じ大きさで身体重心高が高い条件と低い条件を設定した。胸式呼吸と腹式呼吸は吸気時に呼吸様式間で身体重心高が変化し、胸式呼吸に比べて腹式呼吸の身体重心高が低くなるため(屈ら 2001、丸山ら 2012)、重り(2.5kg×2)を被験者の肩から前後に吊り下げて身体重心高を呼吸様式間で入れ替えた条件を設けることで、各呼吸様式にそれぞれ身体重心高の高い条件と低い条件を設けた。4つの条件について以下に記載する(表 1)。

表 1　実験条件と内容

条件名	内容
胸式高条件	胸式呼吸で吸気を行った条件
胸式低条件	胸式呼吸時の身体重心高が腹式呼吸時の身体重心高と同じになるように重りを肩から吊り下げた条件
腹式高条件	腹式呼吸時の身体重心高が胸式呼吸時の身体重心高と同じになるように重りを肩から吊り下げた条件
腹式低条件	腹式呼吸で吸気を行った条件

実験に先立って被験者の胸部と腹部にレスピトレース(PRM-131C、A.M.I 社製)を装着して吸気を行った際の周径囲変化を確認することで、被験者が胸式呼吸と腹式呼吸の使い分けができるかを判断した。本研究では図 3 のように、吸気時に腹部が膨張せずに胸部が膨張する呼吸を胸式呼吸、吸気時に胸部が膨張せずに腹部が膨張する呼吸を腹式呼吸とした。図 4 の失敗例のように胸部と腹部がともに膨張し、呼吸様式の使い分けができていないと判断された場合は 20 分ほど被験

者にレスピトレースが計測した周径囲変化を見せながら練習を行わせた。吸気時に図3のような周径囲変化に近づくように練習を行わせ、試技が行えたと判断した場合に実験を行った。

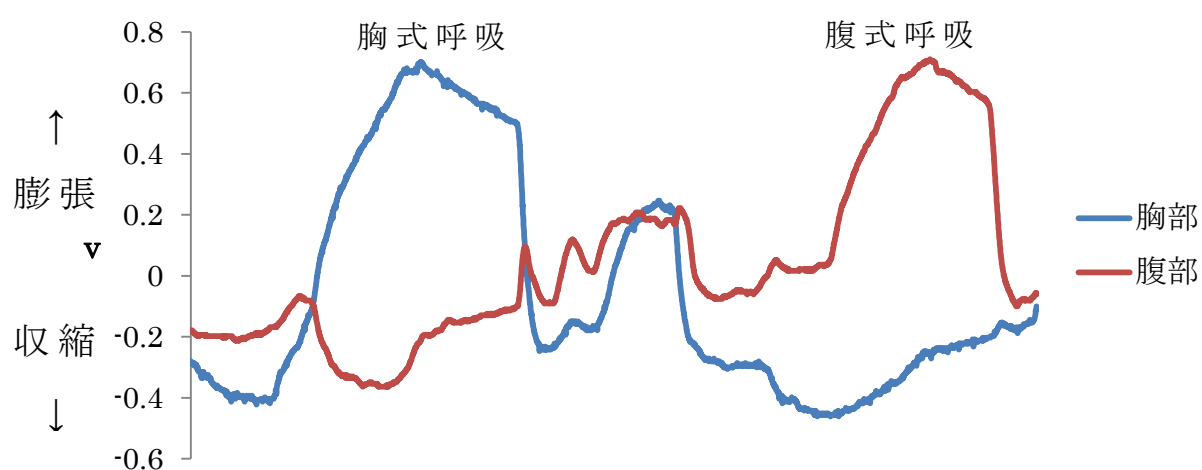



図 3　周径囲変化　典型例

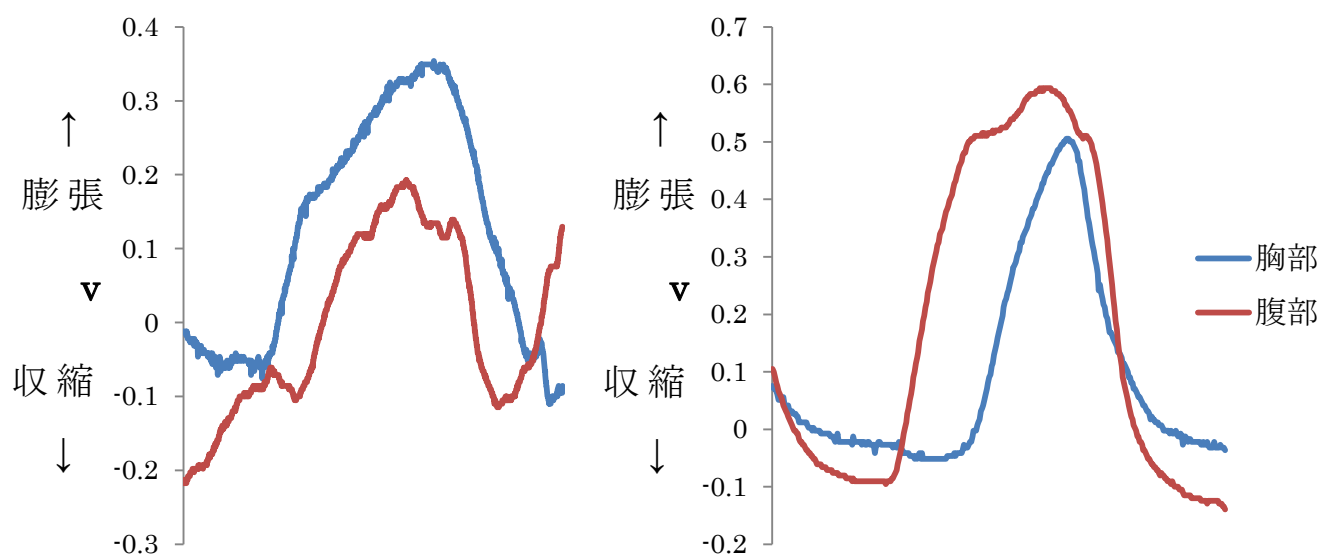



図 4　失敗例(左：胸式呼吸、右：腹式呼吸)

身体重心高の条件を胸式低条件と腹式高条件で設定するためにリアクションボード法(Hay 1993)によって身体重心高の計測を行った。本研究で扱ったリアクションボードは長さ 197.1cm、幅 60cm、厚さ 6cm の木製の板であった。リアクションボードの両端に先のとがった支点を取り付け、一方の端をフォースプレート(9281C、KISTLER 社製)の上に載せた。フォースプレートが計測した力から身体重心高を算出した。被験者にはリアクションボード上で両腕を身体の横に下ろした仰臥位をとらせ、リアクションボードの端にある足止め部分に足部を肩幅に離した状態で足底を密着させた(図 5)。図 5 の状態で一度息を吐き切ってからガスメーター(NDS-2A-T、品川精器株式会社製)に繋いだゴム製のチューブを通して吸気を行わせた。吸気は胸式呼吸と腹式呼吸でそれぞれ行わせ、あらかじめ計測しておいた各呼吸様式における最大吸気量の 50%を試技時の吸気量とした。

胸式呼吸と腹式呼吸の吸気時に計測した身体重心高は身体動揺計測の際に、身体重心高の条件を設定するために重りを被験者の肩から吊り下げる高さの算出に使用した。被験者がリアクションボード上で吸気を行った際の身体重心高はサンプリングレート 100Hz で計測した。呼吸様式間でリアクションボード上の被験者の位置が移動することを防ぐため、1 度の計測の中で各呼吸様式を交互に連続して行わせた。胸式呼吸と腹式呼吸は各 3 回ずつの計 6 回行った。また、身体動揺計測後に呼吸様式・重りの位置が身体動揺計測と同じ条件で吸気を行わせた際の身体重心高を計測することで、身体重心高の条件設定が正しく行えていたかを確認した。

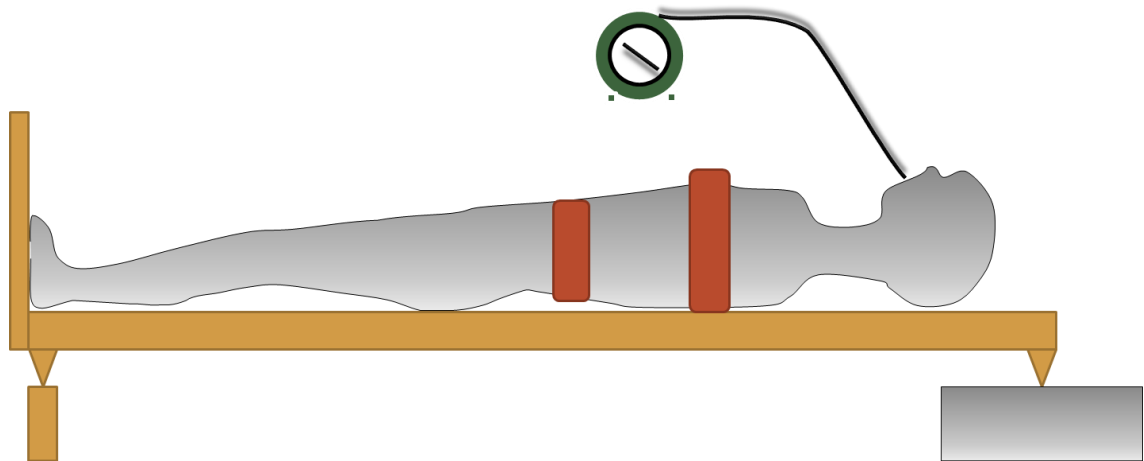



図 5　身体重心高計測　試技

身体動揺はフォースプレートを用いて足圧中心(COP)軌跡として計測し、COP 軌跡の外周面積を身体動揺の大きさを表す指標として用いた。被験者にはフォースプレート上で足部を肩幅で左右に離した状態で立位姿勢をとらせ、一度息を吐き切ってからガスメーターに繋いだゴム製のチューブを通して吸気を行わせた。吸気は身体重心高の計測と同様に胸式呼吸と腹式呼吸で行わせ、あらかじめ計測しておいた各呼吸様式における最大吸気量の 50%を試技時の吸気量とした。胸式高条件、胸式低条件、腹式高条件、腹式低条件で試技を行い、被験者には吸気完了後に吸気を終えた際の状態を保ちながら静止立位を 20 秒間維持させた。胸式低条件と腹式高条件では身体重心高計測で得られた身体重心高から算出した高さに重りが位置するように被験者の肩から前後に紐で吊り下げた。重りの高さを調節する際は地面に垂直に設置したメジャーの隣に被験者を身体重心高計測と同じ足幅で立たせた。メジャーを指標として被験者の身体の前後に吊り下げた重りが同じ高さになるようにし、身体重心高計測で得た身体重心高から算出した高さに重りが位置するよう調節した。実験中は被験者の目線の高

さで前方 1.5m の位置に金属製のポールを設置し、被験者の目線の高さに目印を設けた。被験者には吸気完了後の静止立位維持の間は目印を注視するように指示した。被験者が試技を行った際の COP 軌跡を、フォースプレートによってサンプリングレート 100Hz で計測した。各条件をそれぞれ 5 回ずつ行わせ、合計 20 試技分のデータを収集した。

身体重心高と身体動揺の計測ではフォースプレートの信号を A/D 変換機(Power Lab,A/D Instrements 社製)を介してパーソナルコンピューターに記録した。

実験中に被験者にはレスピトレースを装着しており、周径囲変化を観察しながらデータ計測を行うことで、試技として指定した呼吸様式が行えているかの目安とした。データ計測時に図 4 のような周径囲変化が見られ、呼吸様式が行えていないと判断された場合は試技を再度行わせた。

身体重心高は次の方法で算出した。図 6 の状態においてリアクションボードに加わる外力が左の支点 O まわりに生じさせるモーメントの合計は 0 になる。そのため式 1 が成り立つ。

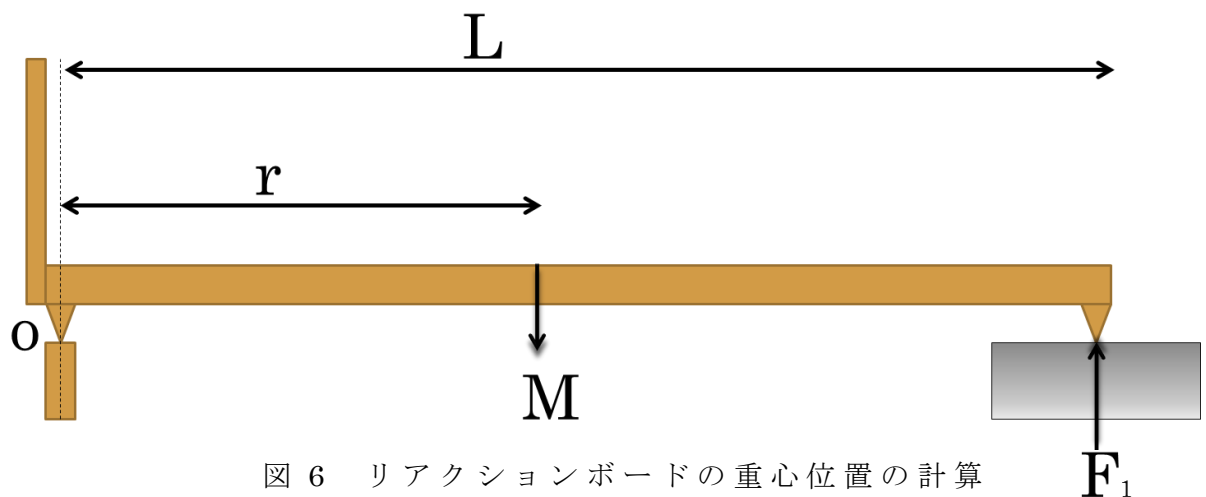



図 6　リアクションボードの重心位置の計算

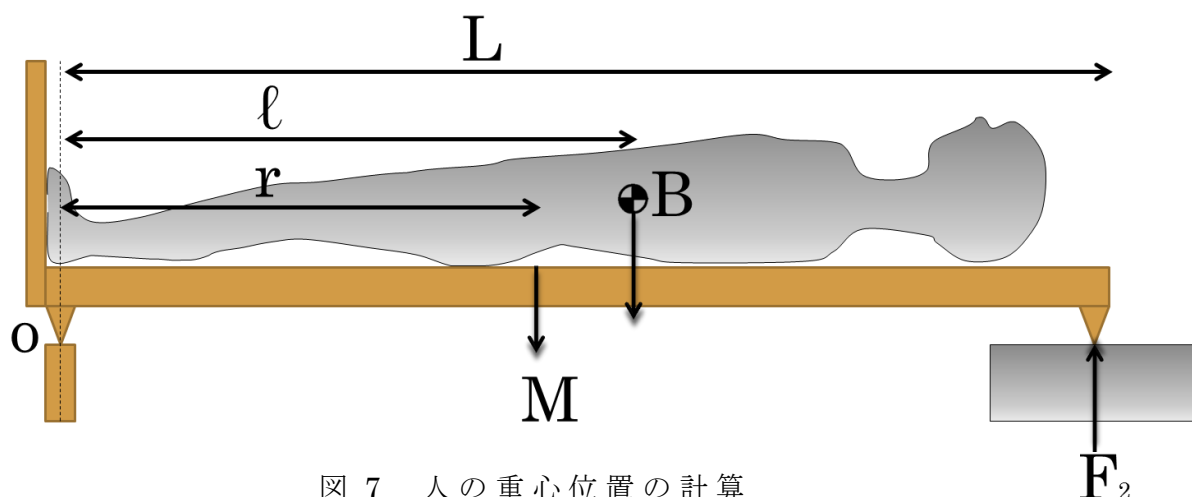
$$\mathbf{Mr - F_1L = 0} \quad （式 1）$$

M はリアクションボードの重量、$\mathbf{F_1}$ は支点に加わる垂直抗力、**r** は支点からリアクションボードの重心までの距離、**L** は支点間の距離を表す。式 1 より、支点からリアクションボードの重心位置までの距離は式 2 によって表すことができる。

$$\mathbf{r = \frac{F_1L}{M}} \quad （式 2）$$

リアクションボード上で人が仰臥位を取って全体が静止している場合は(図 7)、人とボードに作用する外力が左の支点 O まわりに生じさせるモーメントの合計は 0 になる。そのため、式 3 が成り立つ。

図 7　人の重心位置の計算

$$\mathbf{Mr + B\ell - F_2L = 0} \quad （式 3）$$

B は人の重量、$\boldsymbol{\ell}$ は支点から人の重心位置までの距離、$\mathbf{F_2}$ は人が板に載った際に支点に加わる垂直抗力を表す。式 3 より、板の支点 O から人の重心位置までの距離は式 4 によって表される。

$$\boldsymbol{\ell} = \mathbf{\frac{F_2L - Mr}{B}} \quad （式 4）$$

式 2、式 4 より支点 O から人の重心位置までの距離は以下の式 5 によって求めることができる。

$$\boldsymbol{\ell} = \frac{(F_2 - F_1)L}{B} \quad (式\ 5)$$

式5によって得られた支点から人の重心位置までの距離に被験者が足を密着させた足止めから支点までの距離 1.6cm を加算することで、被験者の足底からの身体重心高を算出した(Hay 1993)。得られた身体重心高は各被験者の身長比(%)で表示した。

実験で使用したフォースプレートは時間経過とともに計測される値が徐々に小さくなっていく傾向があった。この傾向はフォースプレートに 40kg の重りを 10 分間載せた際に確認された(図 8)。

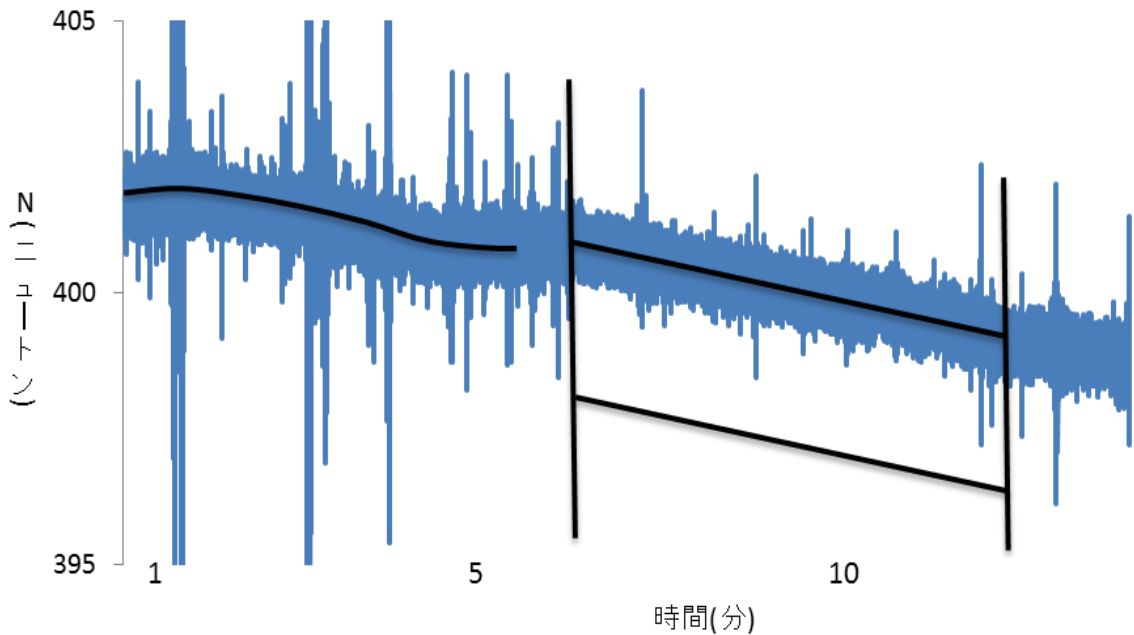



図 8　フォースプレート計測値経時変化　典型例

フォースプレートの計測値は、計測開始後少しの間上昇し、その後下降に転じた。そして、5 分ほど経過してからはほぼ線形に下降を続けた。そのため、本実験では線形に計測値が下降すると考えられる部分を計測に用い、計測値の補正を行った。補正は、計測開始前と計測完了後のフォースプレートに荷重がなされていない状態での計測値の差から時間当たりの計測値の下降量を算出し、計測値に対して時間当

たりの下降量を加算することによって行った。

身体重心高の分析には解析ソフト（Lab Chart7, A/D Instrements 社製)を用い、フォースプレートが計測した値の補正には表計算ソフト(Microsoft Excel 2010, Microsoft 社製)を用いた。腹式呼吸時に計測した身体重心高の経時変化の典型例を以下に示す(図 9)。実験中に被験者が試技とした吸気を行った際、吸気完了時の前後 0.1 秒間の平均値として身体重心高を算出した。また、各被験者の代表値は同一条件で行った 3 試技分の平均値とし、身体動揺計測で重りを被験者の肩から吊り下げる高さの算出に使用した。

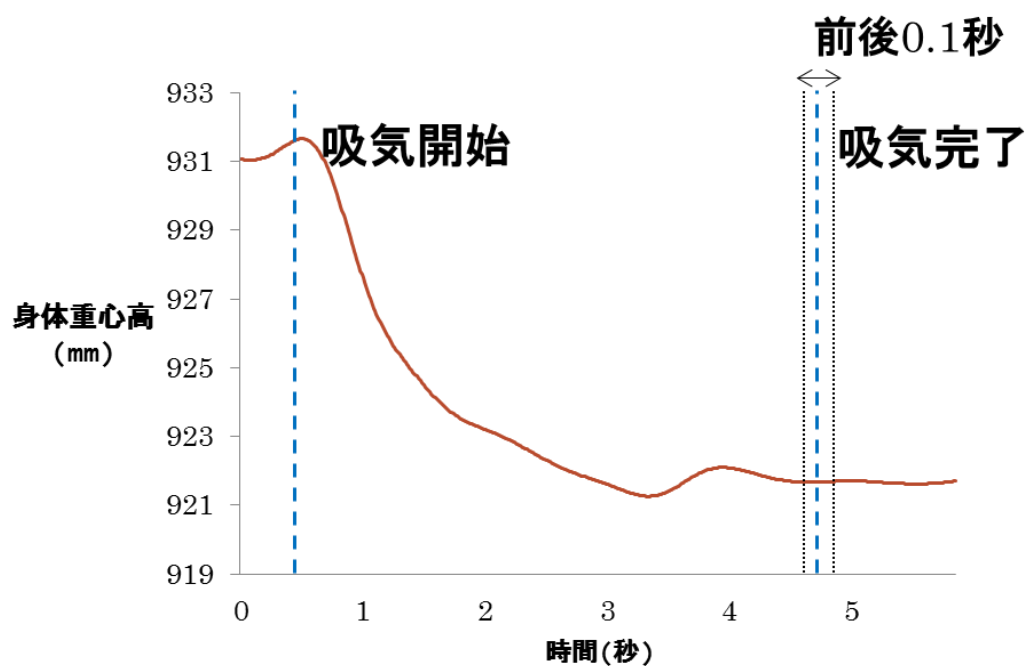



図 9　身体重心高　腹式呼吸典型例

重りを用いた身体重心高の条件設定は次の方法で行った。リアクションボード上で図 10 のように人の真横に重りがのっている場合、人とリアクションボードに加わる外力が左端の支点 O まわりに生じさせるモーメントは 0 である。よって以下の式が成り立つ。

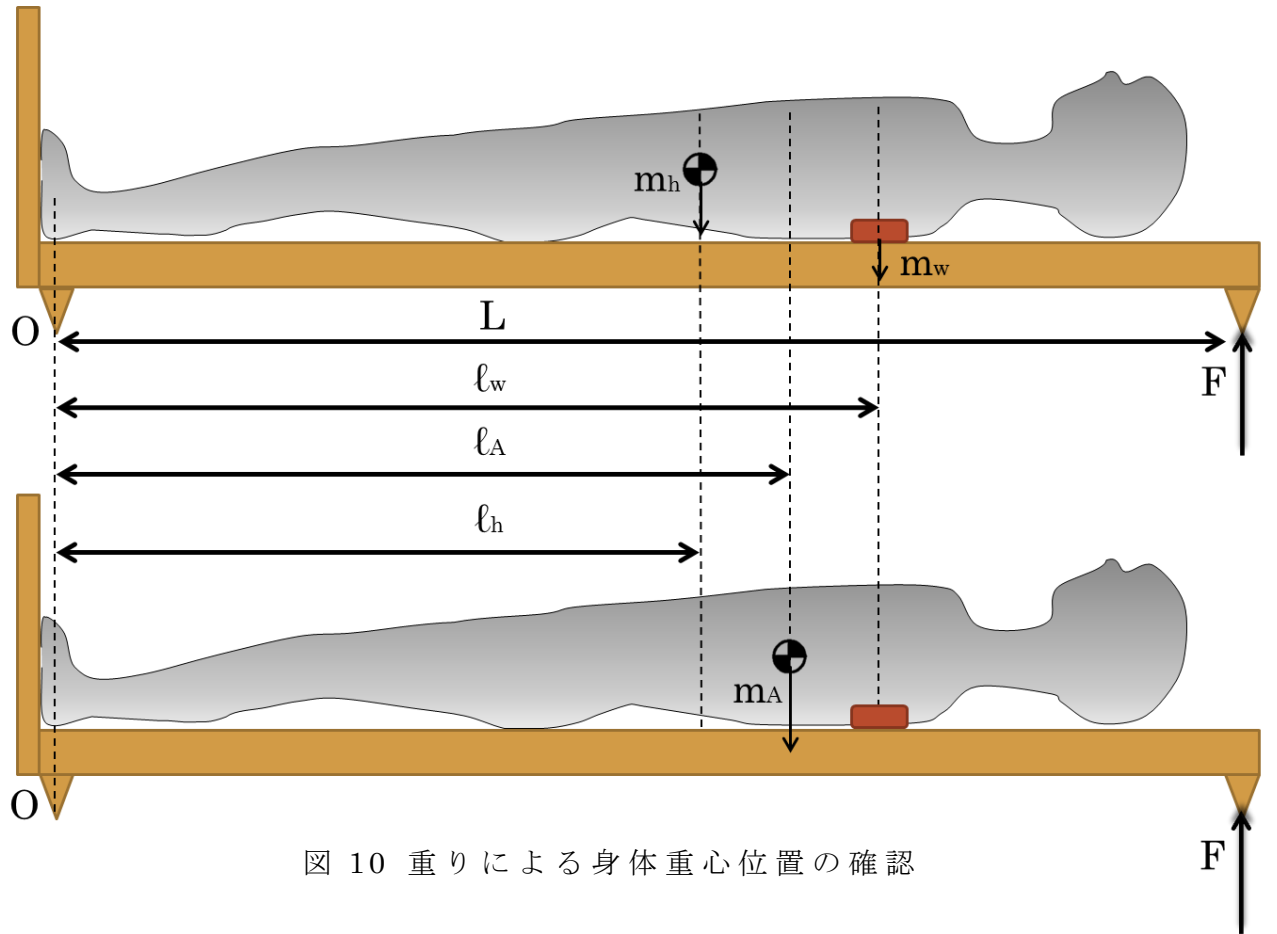



図 10 重りによる身体重心位置の確認

$$\mathbf{m_h \ell_h + m_w \ell_w - FL = 0} \quad （式 6）$$

$$\mathbf{m_A \ell_A - FL = 0} \quad （式 7）$$

$\mathbf{m_h}$ は人の身体重心位置にかかる重量、$\mathbf{m_w}$ は重りの重心位置にかかる重量、$\mathbf{m_A}$ は人と重りの合成重心にかかる重量であり、**F** は支点にかかる垂直抗力である。また、**L** は支点間の距離、$\boldsymbol{\ell_h}$ は支点から人の身体重心位置までの距離、$\boldsymbol{\ell_w}$ は支点から重りの重心位置までの距離、$\boldsymbol{\ell_A}$ は支点から合成重心位置までの距離を表す。この 2 式より、次式が成

り立つ。

$$\mathbf{m_A \ell_A = m_h \ell_h + m_w \ell_w} \quad （式 8）$$

これより、重りを用いて人と重りの合成重心位置を支点から ℓ_A の距離に設定したい場合、支点から重りを置く位置までの距離 ℓ_w は以下の式で算出することができる。

$$\boldsymbol{\ell_w = \frac{m_A \ell_A - m_h \ell_h}{m_w}} \quad （式 9）$$

身体動揺計測では被験者の肩から重りを吊り下げる高さとして、胸式呼吸と腹式呼吸で得た身体重心高から式 9 によって算出された ℓ_w に足底から支点までの距離 1.6cm を加算した値を用いた。

身体動揺は被験者の足圧中心(COP)の軌跡として記録した。フォースプレートには図 11 のような座標系が定義されており、4 つの力センサーに加わった力が x-y 平面上で計測されるようになっている。4 つのセンサーから得られたデータを用いて COP を算出した。フォースプレート上の被験者の足底部から分散した圧力としてフォースプレートに加えられた力を 1 つの合力とみなした場合の作用点座標を COP として算出した。図 12 のように力が加わった際にこれらの力が x 軸・y 軸周りに生じさせるモーメントは以下の式であらわすことができる。なお、各軸の向きについて右回りのモーメントを正とする。

$$\mathbf{b \times (F_{Z3} + F_{Z4} - F_{z1} - F_{Z2}) + F_{az} a_y + F_{ax} c = 0} \quad （式 10）$$

$$\mathbf{a \times (F_{z1} - F_{Z2} - F_{Z3} + F_{Z4}) - F_{az} a_x - F_{ay} c = 0} \quad （式 11）$$

ここで $\mathbf{F_{z1}}$・$\mathbf{F_{z2}}$・$\mathbf{F_{z3}}$・$\mathbf{F_{z4}}$ はそれぞれセンサーに作用する床反力であり、**Fax・Fay・Faz** はフォースプレート上にのる被験者がフォースプレートに加えた合力の x 軸・y 軸・z 軸成分を表す。$\mathbf{a_x}$ と $\mathbf{a_y}$ は **Fax・Fay・Faz** が作用した座標を示し、**a** は各センサーから y 軸までの距

離を、**b** は各センサーから x 軸までの距離を、**c** は x-y 平面からフォースプレート表面までの距離を表す。式 10 と式 11 より次の式が成り立ち、この式を用いることで COP を算出した(日本キスラー社フォースプレート取扱説明書)。

$$\mathbf{a_x} = \frac{\mathbf{a \times (F_{z1} - F_{Z2} - F_{Z3} + F_{Z4}) - F_{ay}c}}{\mathbf{F_{az}}} \quad (式\ 12)$$

$$\mathbf{a_y} = -\frac{\mathbf{b \times (F_{Z3} + F_{Z4} - F_{z1} - F_{Z2}) + F_{ax}c}}{\mathbf{F_{az}}} \quad (式\ 13)$$

身体動揺の分析には 2 種類の解析ソフト(Lab Chart7・Image J, National Institute of Health)を使用した。Lab Chart7 を用いて算出・表示した COP の経時変化の典型例を以下に示す(図 13)。被験者が試技の吸気を完了してガスメーターのチューブを手放し、腕を身体の横に下ろして立位姿勢をとった際に、ソフトの機能を使用してマークをつけた。分析ではこのポイントを試技開始点とし、試技開始点から 20 秒間を分析区間とした。COP 軌跡は分析区間内の全 COP 座標の値を平均した点を軌跡の中心として表示し、Image J によって COP 軌跡の外周面積を算出した(図 14)。各被験者の代表値は同一呼吸様式で行った試技 5 回分の平均値とした。

図 11　フォースプレートの座標系

※原点 O は x-y 平面上に位置する

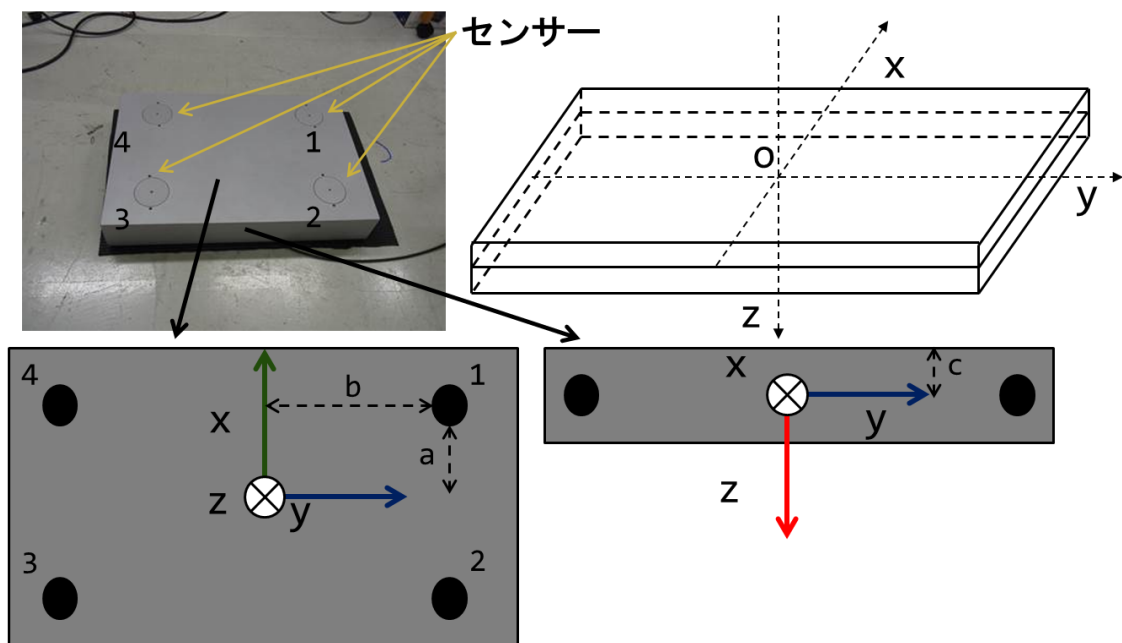
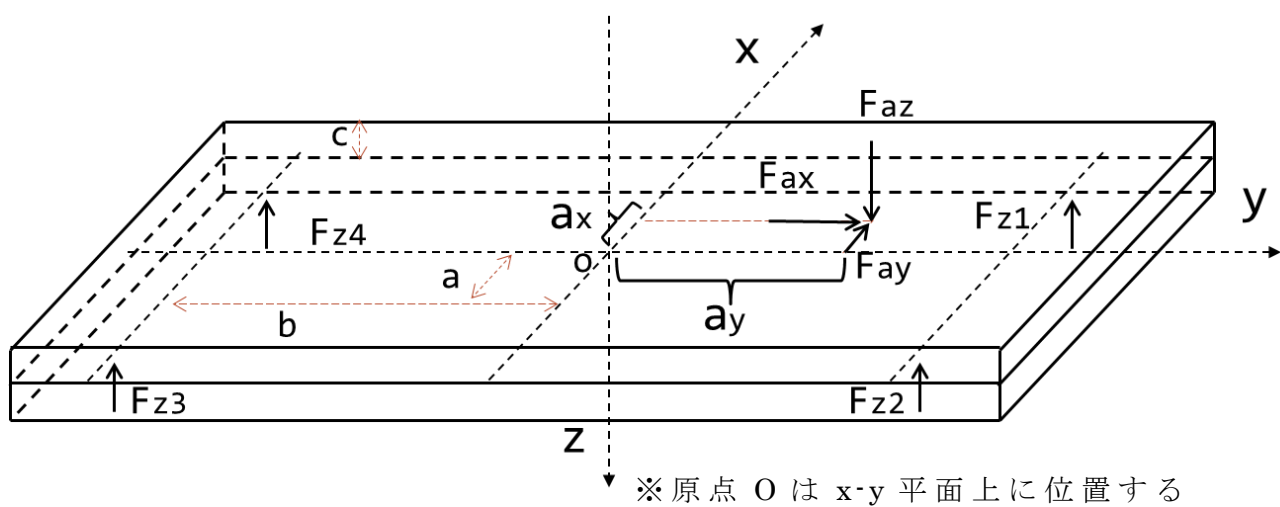



図 12　COP の算出

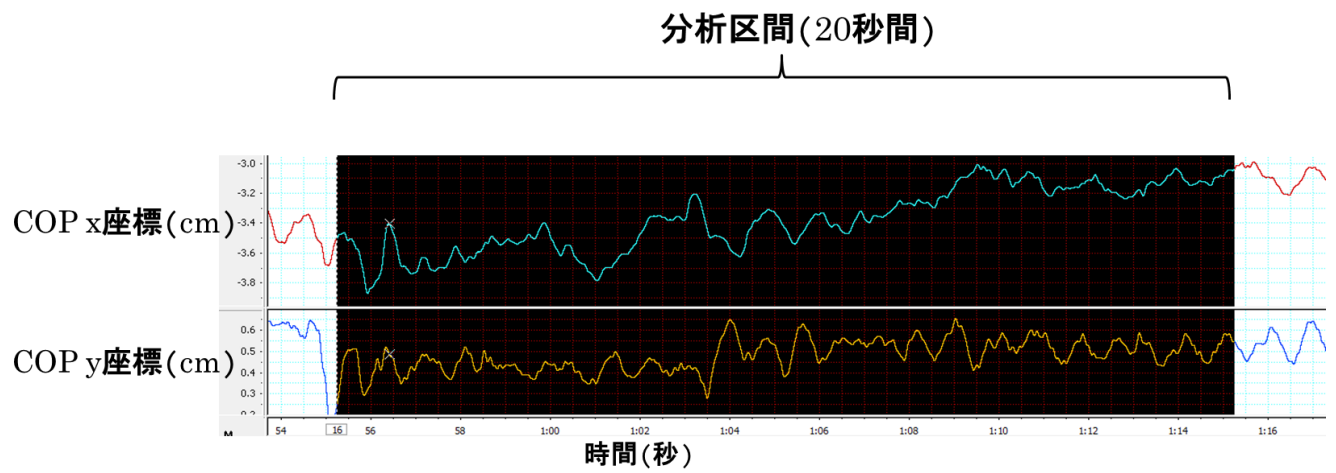



図 13　算出された COP の典型例

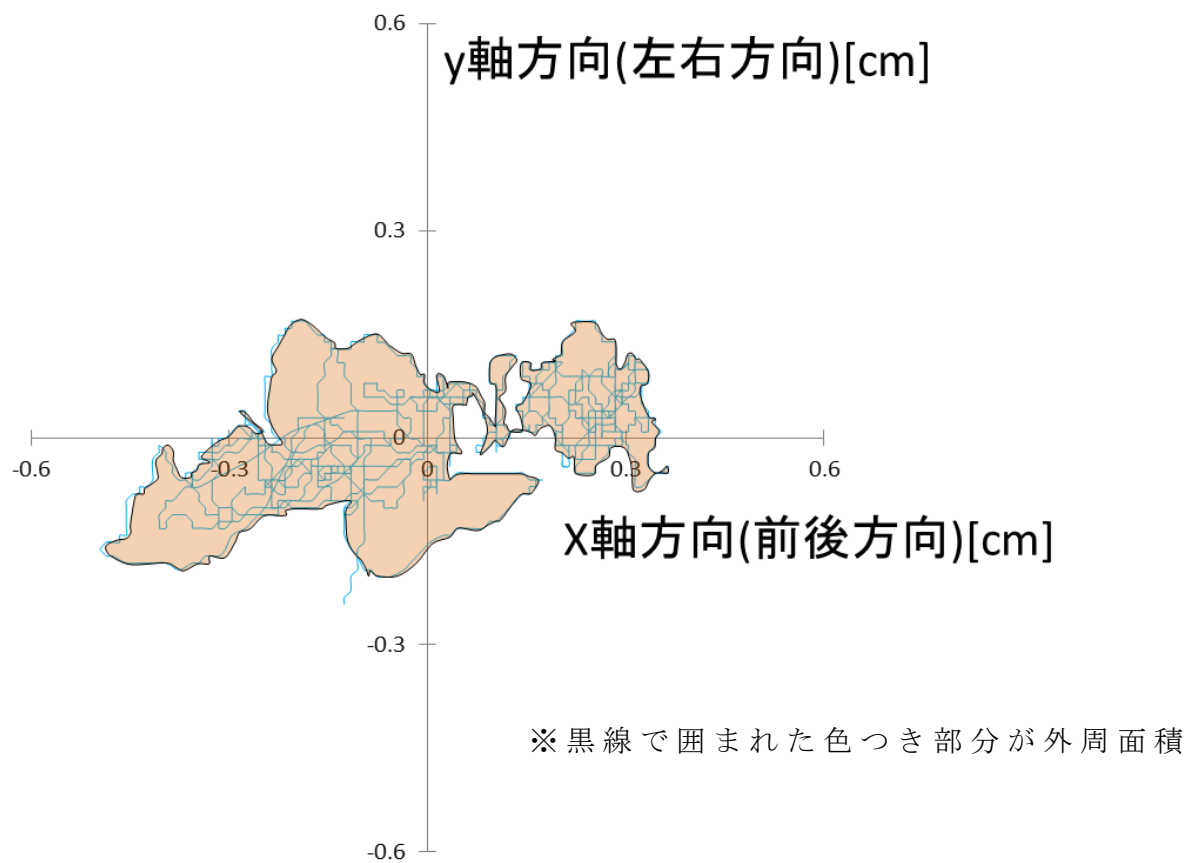



図 14　COP 軌跡典型例

リアクションボード法で計測した身体重心高の平均と標準偏差は、胸式高条件において56.5±0.6%、胸式低条件において56.2±0.6%、腹式高条件において 56.7±0.6%、腹式低条件において 56.1±0.6%であった。胸式高条件と腹式高条件の間、及び胸式低条件と腹式低条件の間には統計的な差が見られず、胸式低条件と腹式低条件の身体重心高が胸式高条件と腹式高条件の身体重心高よりも有意に低くなっていた($p<0.01$)。胸式高条件と腹式低条件は重りによる身体重心高の調節を行わない条件であった。そのため、胸式高条件と腹式低条件の身体重心高が重りによって身体重心高の調節を行った腹式高条件・胸式低条件とそれぞれ差がなかったことは、重りを用いた身体重心高の調整が呼吸様式間の身体重心高を入れ替えた条件である腹式高条件と胸式低条件の設定を正確に行えていたことを示す。以上より、本研究では異なる呼吸様式間に等しい身体重心高の条件を設けることと、同じの呼吸様式の中で異なる身体重心高の条件を設けることができていたことが示された。よって、胸式呼吸と腹式呼吸という 2 種類の呼吸様式と呼吸様式間で生じる程度の身体重心高の高低という条件を組み合わせた 4 条件は正しく設定できていたものと考えられる。これより、実験の前提条件が満たされていたことが示された。

COP 面積について身体重心高の高低と呼吸様式による 2 元配置の分散分析を行った。交互作用が見られた際の下位検定は Tukey 法による多重比較を行った。統計処理には統計解析ソフト(SPSS 12.0J for Winfows, IBM 社製)を使用した。

第 3 章

結果

各条件の結果を以下に示す(図 15)。また、被験者ごとの結果を表 2 と図 16~19 に示す。COP 面積の平均と標準偏差は胸式高条件において 41.7±18.1mm²、胸式低条件において 31.9±14.0mm²、腹式高条件において 42.7±24.6mm²、腹式低条件において 25.7±16.5mm² であった。呼吸様式間では腹式低条件において COP 面積が胸式高条件よりも 16.1±13.7mm² 小さい値を示し、胸式低条件において腹式高条件よりも 10.9±17.4mm² 小さい値を示した。有意な交互作用が見られ ($p<0.01$)、胸式低条件と腹式低条件の COP 面積が胸式高条件と腹式高条件の COP 面積よりも有意に小さくなっており ($p<0.01$)、胸式高条件と腹式高条件の間、及び胸式低条件と腹式低条件の間には統計的な差が見られなかった。

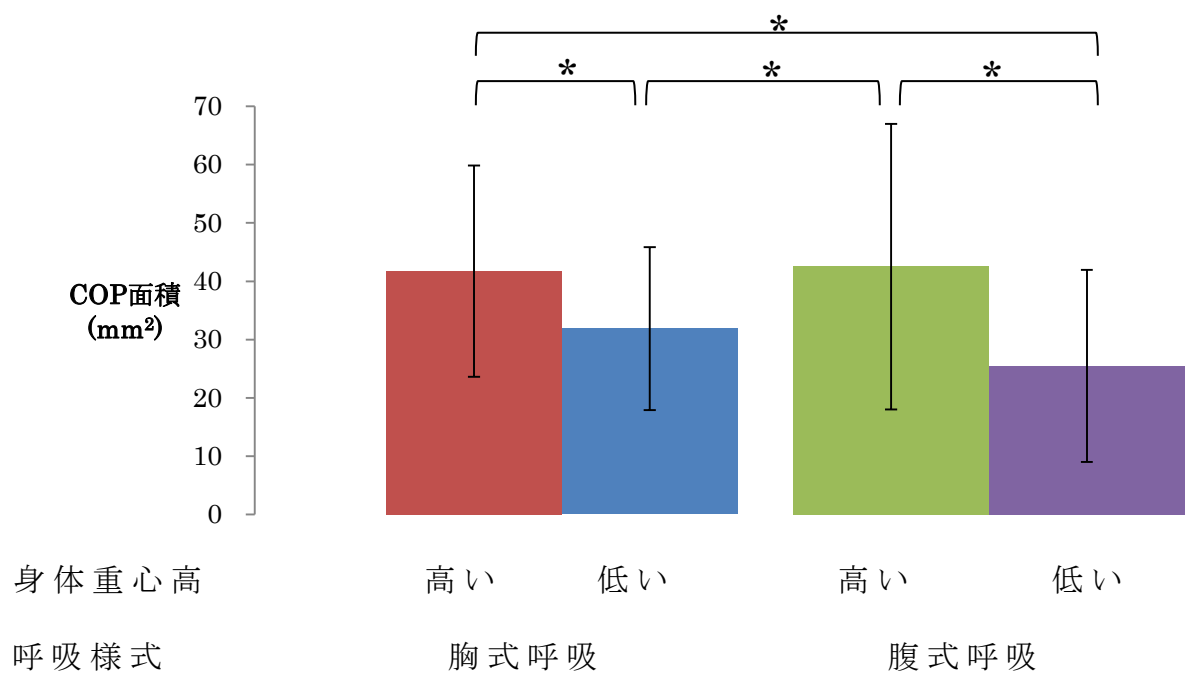



図 15 COP 面積　結果

表 2 COP 面積　全被験者

	COP面積(mm^2)			
被験者	胸式高条件	胸式低条件	腹式高条件	腹式低条件
1	57.4	32.8	62.2	30.2
2	45.5	22.1	43.6	18.4
3	49.8	39.9	61.1	43.4
4	49.7	39.8	42.8	21.1
5	24.3	22.3	25.5	20.6
6	49.1	25.4	37.9	21.1
7	57.5	39.6	44.2	22.1
8	94.6	69.6	126.3	71.0
9	27.4	25.2	29.3	19.7
10	22.3	8.7	30.6	10.6
11	39.8	47.1	41.1	29.6
12	47.7	38.1	29.4	9.7
13	55.8	26.9	70.8	57.1
14	24.1	11.6	23.5	14.9
15	49.5	38.7	45.6	14.3
16	37.0	47.0	50.4	47.3
17	23.0	23.3	22.9	16.4
18	17.5	22.5	27.3	16.8
19	37.8	36.6	27.2	19.0
20	24.9	20.6	13.3	10.1

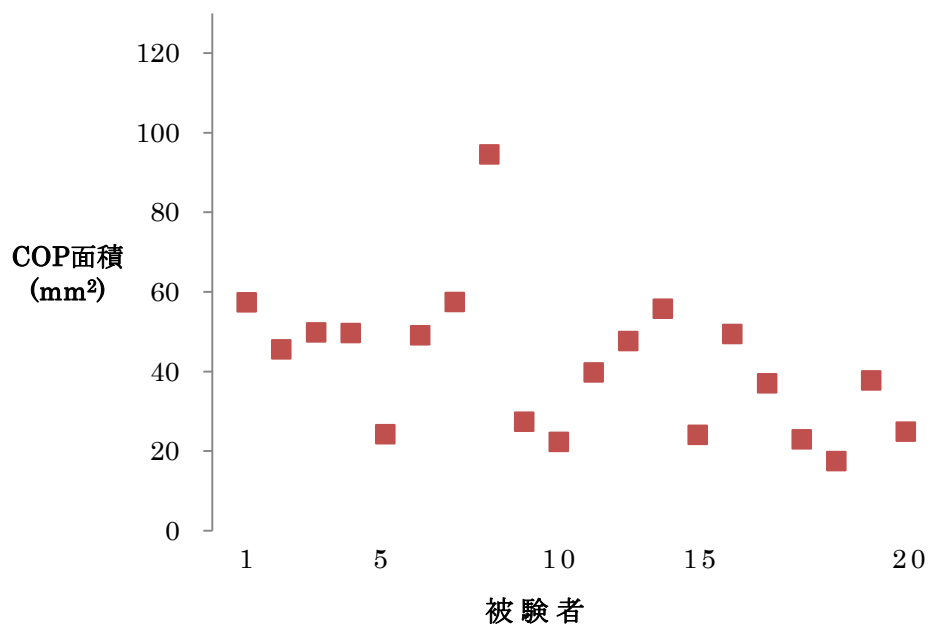



図 16 胸式高条件 COP 面積　全被験者

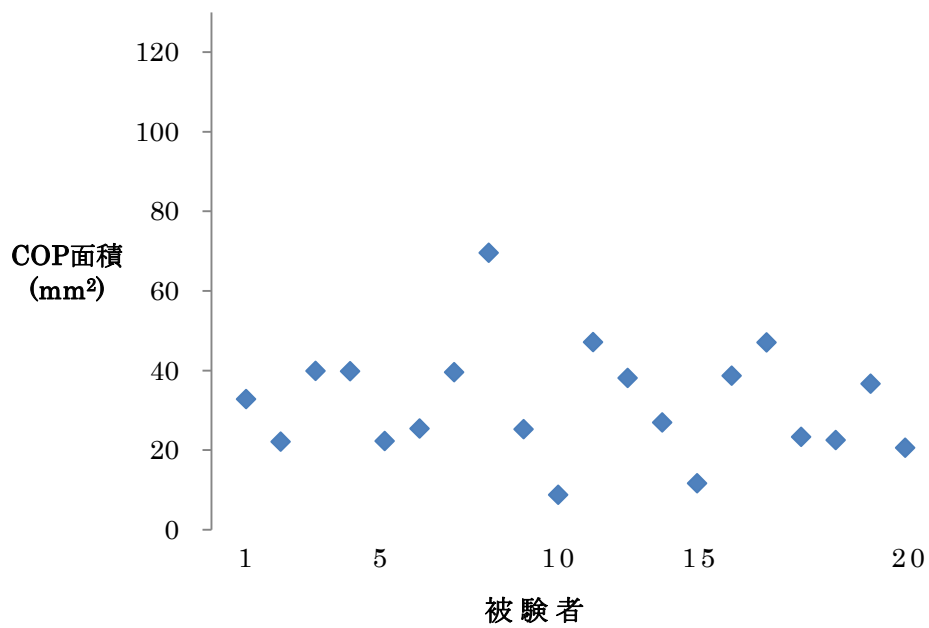



図 17 胸式低条件 COP 面積　全被験者

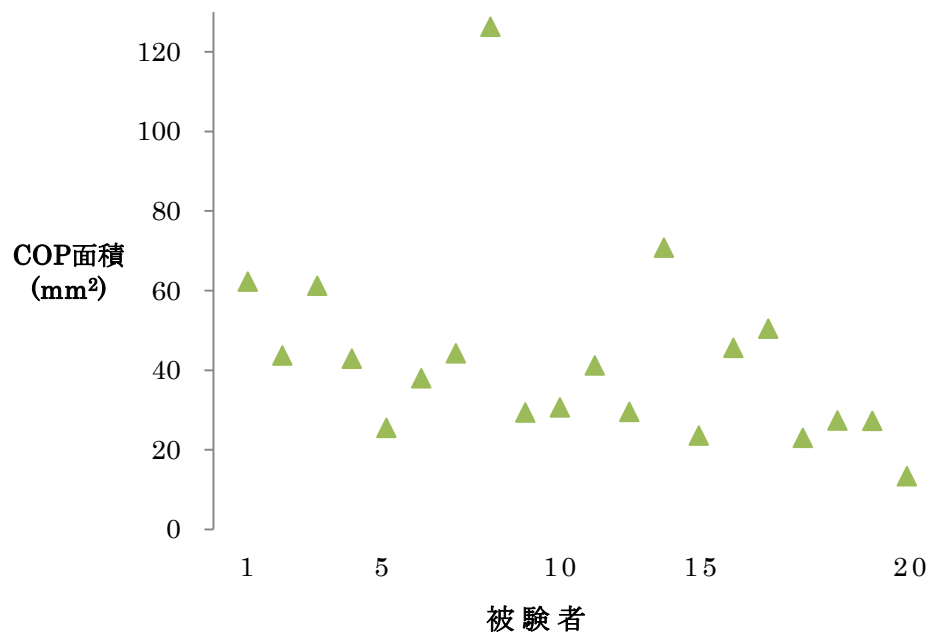



図 18 腹式高条件 COP 面積　全被験者

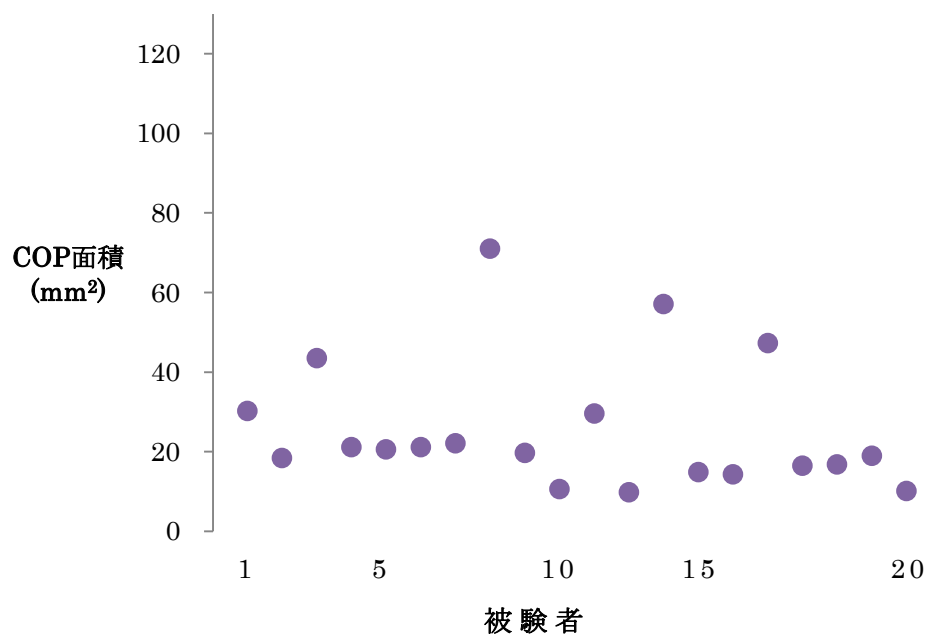



図 19 腹式低条件 COP 面積　全被験者

第 4 章

考察

本研究では、胸式呼吸と腹式呼吸という異なる呼吸様式間で身体動揺が変化するのか、及び呼吸様式間で身体動揺が変化した場合に身体重心高がその要因となっているのかを明らかとすることを目的として実験を行った。その結果、身体重心高の低い条件であった胸式低条件と腹式低条件において COP 面積が小さくなった。以上より、呼吸様式に関わらず身体重心高が低い条件において身体動揺が小さくなることが明らかとなった。

胸式高条件と腹式低条件は重りを用いた身体重心高の調整を行わなかった条件であり、身体重心高計測で得られたこの 2 条件の身体重心高は呼吸様式間で生じる身体重心高の変化を示すものであった。呼吸様式間で生じた身体重心高の変化は屈ら(2001)や丸山ら(2012)の先行研究と一致するものであった。呼吸様式間での身体重心高の変化は約 0.4%であり、これは丸山らの研究に見られたものと一致した。また、身体重心高の条件設定の際に重りを被験者の肩から吊り下げる高さの計算に使用した胸式高条件と腹式低条件の身体重心高について 3 回計測した際の誤差を算出した。結果、誤差は胸式高条件で 1.9mm、胸腹式低条件で 1.4mm であった。これらは胸式高条件と腹式低条件の間の身体重心高の差よりも小さいものであり、本研究で用いた計測方法は呼吸様式間で生じた身体重心高の変化を計測できていたと考えられる。そのため、胸式高条件と腹式低条件の身体重心高から算出した高さに重りを吊り下げることで身体重心高を調節した胸式低条件と腹式高条件は、重りを吊り下げる高さついて計測方法に由来した

誤差は小さく、本研究で得られた身体重心高の低い条件で身体動揺が小さくなるという結果は信頼のおけるものであったと考えられる。

胸式低条件と腹式低条件という身体重心高の低い条件において身体動揺が小さくなっていたという結果は、重りを被験者の腰から吊り下げた外部からの操作や立位からしゃがみ姿勢に姿勢を変化させることで 10~60cm ほど身体重心高が低くなった条件において身体動揺が抑制されたと報告した Rosker et al.(2011)や執行(1958)の先行研究を支持するものであった。本研究で重りを使って身体重心高を調節した条件は呼吸様式を変化させずに身体重心高を胸式呼吸と腹式呼吸の呼吸様式間で入れ替えたものであった。そのため、身体動揺に影響を与え得る要素から重りによる身体重心高の調節に伴って変化したのは身体重心高のみであったと考えられる。呼吸様式のみを行った条件と重りによって身体重心高を調節した条件のいずれにおいても身体重心高が低い条件において身体動揺が小さかったことは、呼吸様式によらず身体動揺が身体重心高の違いによって影響を受けていたことを示す。また、身体重心高の高い条件と低い条件の間の身体重心高の差は胸式呼吸と腹式呼吸の呼吸様式間で生じる身体重心高の差と同じであったため、呼吸様式間で生じるような小さな身体重心高の変化であっても身体動揺に影響を与えることが示された。よって、重りによる身体重心高の調節が無い条件間で生じた身体動揺の変化は呼吸様式間で生じた身体重心高の変化がその要因となったと考えられる。加えて、呼吸様式に関わらず同じ身体重心高の条件間では身体動揺に差がなく、身体重心高が異なる条件間のみで身体動揺が異なっていた。このことは、仮に姿勢維持のための筋活動や呼吸、心拍、精神・神経的な要因（執行 1958、高田ら 1982、山本 1979、Rosker et al.

2011、長谷 2006、村田ら 2005)といった身体重心高以外の要因が呼吸様式間で身体動揺に影響を与えていたとしても、身体重心高が身体動揺に与えた影響が他の要因より大きいものであったことを示す。以上より、身体動揺の変化を生じさせる主要な要因は身体重心高の変化であり、身体重心高は呼吸様式間で生じる程度の大きさの変化であっても身体動揺に影響を与えること、及び身体重心高が低くなる条件で身体動揺が小さくなることが示された。

被験者ごとの身体動揺に注目すると、多くの被験者の COP 面積が身体重心高の低い条件において小さい値を示すものの、同じ条件における被験者間での COP 面積は被験者ごとにばらつきが見られた。個人間での身体動揺は身長や体重という個人の身体的な特徴の違いによって異なることが報告されており(臼井 1995、Hue et al. 2007)、Ku et al.(2012)は身長あたりの体重によって人の体格や肥満度を表す指標として広く用いられる BMI の値が大きい人は BMI の値が小さい人に比べて立位時の安定性が低いことを報告している。本研究で見られた被験者ごとの COP 面積のばらつきもこのような被験者ごとの身体的な特徴に影響を受けた可能性が考えられたため、実験で得たデータについて被験者間での分析を行った。被験者間の分析は、胸式高条件・胸式低条件・腹式高条件・腹式低条件における被験者ごとの COP 面積と被験者の身長・体重、及び体重(kg)/身長(m)^2 によって算出した BMI についてピアソンの積率相関係数を用いて行った。被験者間の分析に用いた被験者のデータを以下に示す(表 3)。

表 3 被験者の身体的特徴

被験者	身長(cm)	体重(kg)	BMI(kg/m²)
1	175	62	20.2
2	169	70	24.3
3	179	76	23.8
4	162	62	23.5
5	170	60	20.9
6	177	73	23.3
7	180	80	24.5
8	168	72	25.7
9	169	59	20.8
10	177	59	19.1
11	166	68	24.7
12	171	63	21.5
13	172	70	23.8
14	168	57	20.2
15	169	67	23.5
16	171	59	20.3
17	176	73	23.6
18	162	56	21.4
19	168	68	24.2
20	159	53	21.2

分析の結果、胸式高条件では COP 面積と体重の間、COP 面積と BMI の間に有意な正の相関が見られ($p<0.01$)、胸式低条件では COP 面積と BMI の間に有意な正の相関が見られた($p<0.01$)。また、腹式高条件では COP 面積と体重の間、COP 面積と BMI の間に有意な正の相関が見られ($p<0.05$)、腹式低条件ではいずれの項目も COP 面積と相関が見られなかった(図 20~22)。

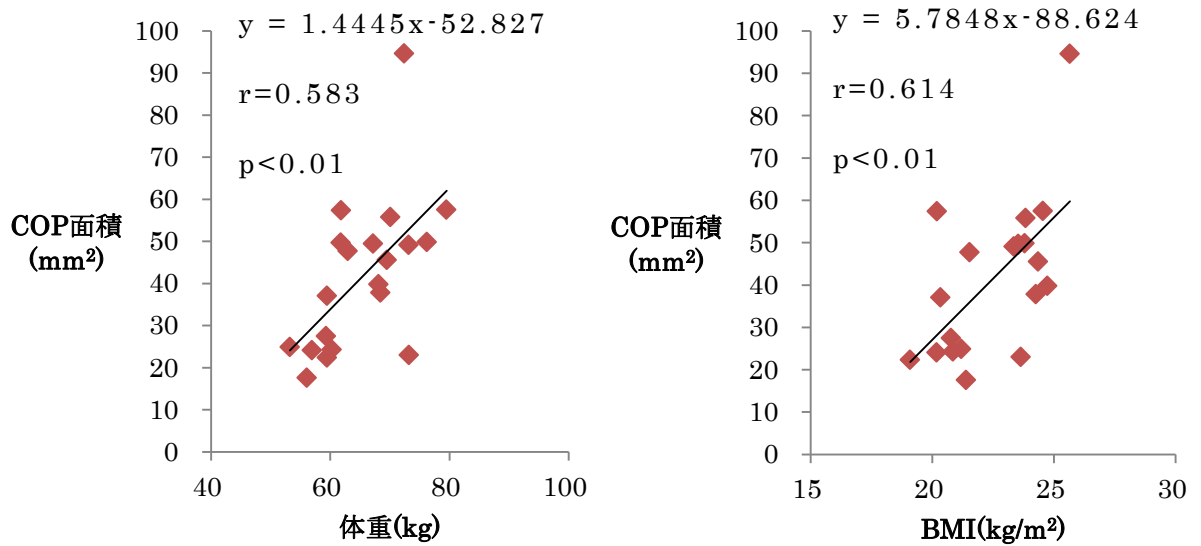



図 20 胸式高条件　COP 面積と体重、BMI の相関

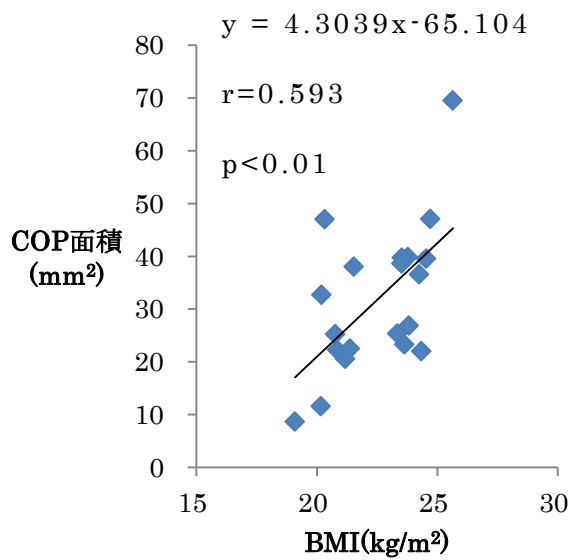



図 21 胸式低条件　COP 面積と BMI の相関

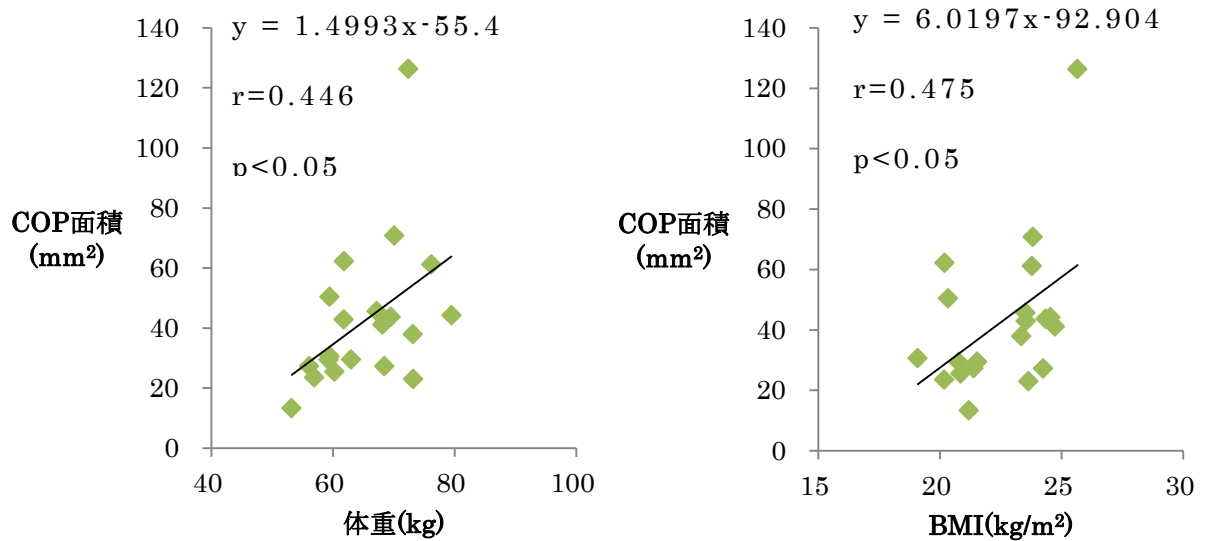



図 22 腹式高条件　COP 面積と体重、BMI の相関

COP 面積と体重、もしくは BMI の間に有意な正の相関が見られたことは同じ条件内の被験者間で見られた身体動揺の違いが体重や体格といった被験者ごとの身体的な特徴に影響を受けており、体重が重く体格の良い被験者ほど身体動揺が大きいことを示す。一方で、同じ条件の中では COP 面積と身長の間には相関が見られなかった。そのため、身長は同じ条件内における被験者間の身体動揺の違いには影響していないことが示された。以上より、同一条件内における身体動揺の被験者間での違いは被験者の体重や体格といった身体的な特徴に影響を受けていることが明らかとなった。

被験者の一部には条件間の分析で得られた結果と異なり、身体重心高が低い条件において身体動揺が大きい被験者が見られた。被験者 20 名のうち、胸式高条件と腹式高条件のいずれかよりも胸式低条件と腹式低条件における身体動揺が大きかった被験者は 6 名であり、そのうち 5 名が胸式低条件において胸式高条件もしくは腹式高条件よりも身

体動揺が大きかった。胸式低条件は重りによる身体重心高の調節を行った条件であったため、胸式低条件において身体動揺が大きくなった理由として重りによる影響が考えられる。1つは重りを取り付けることによる見かけ上の体重の増加である。重りを取り付けることによって被験者の体重は増加したことになるため、先行研究による報告(Hue et al. 2007)や前述した個人間の分析で明らかになったように体重が重くなることで身体動揺が大きくなった可能性がある。また、2つ目の可能性として吸気時に被験者の肩が上がっていたことが考えられる。身体重心高の調節に用いた重りは被験者の肩から吊り下げていた。胸式呼吸は呼吸を生じさせる胸郭と横隔膜の動きのうち主に胸郭の動きによって生じる呼吸である(中村ら 2003、浅見と平井 1996)。胸式呼吸の吸気時に胸郭内の容積は上下・左右・前後方向へ広がるため、被験者によっては吸気に伴って肩が上がると考えられる。肩が上がると肩から吊り下げた重りが上方へ移動するため、結果的に実験時に被験者の身体重心高が実験設定よりも高くなっていた可能性がある。全被験者のうち胸式低条件において身体動揺が大きかった被験者は5名であった。そのため、影響がある場合は被験者全員に適用されると考えられる重りによる体重増加は一部の被験者の身体動揺だけが条件間の分析と異なる変化をした原因とはならない。また、条件間の分析において身体重心高が同じ条件間では重りの有無にかかわらず統計的な差が見られなかったことより重りによる体重の増加が身体動揺に影響したとは考えにくい。一方で、吸気に伴う肩と重りの高さの変化による身体重心高の変化が身体動揺に影響したとすると、この場合の身体重心高の変化は被験者個人が行う吸気の出来によるため、一部の被験者の身体動揺が胸式低条件で大きくなった理由としては重り

による体重の増加よりも吸気に伴う肩の上がりが生じた可能性の方が高いと考えられる。

Winter et al.(1998)は立位時の人の身体重心の動揺が前後方向(矢状面)に比較して左右方向(前額面)で少ないことを報告している。加えて、Winter et al.(2003)は左右の足底それぞれで COP 軌跡の計測を行い、左右足それぞれの COP が主に前後方向に変動しており、左右方向の変動は僅かであったとしている。これから Winter et al.は、矢状面(前後)における COP の動きが両足の COP の前後の動きによるものであること、前額面 (左右)における COP の動きが両足の荷重比によって規定されていることを報告している。Prieto et al.(1996)は左右方向の COP には加齢のような一般的に身体動揺が大きくなる要因による変化が現れなかったと報告している。また、白戸ら(1989)は健常人の身体動揺は前後方向と左右方向の動揺に相関関係がほとんど見られなかったとしている。これらから、身体動揺が大きくなる場合、左右方向の身体動揺は影響を受けないか変化が小さく、変化が生じるのは主に前後方向の身体動揺であると考えられる。前後方向で見た立位姿勢の仕組みの説明には、図 23 のような足関節を支点とした逆振り子モデル(inverted pendulum model)が用いられている(Winter et al. 1998, 長谷 2006)。逆振り子モデルにおいて力学的に安定した状態は、支点となっている足関節の真上に身体重心が位置している状態

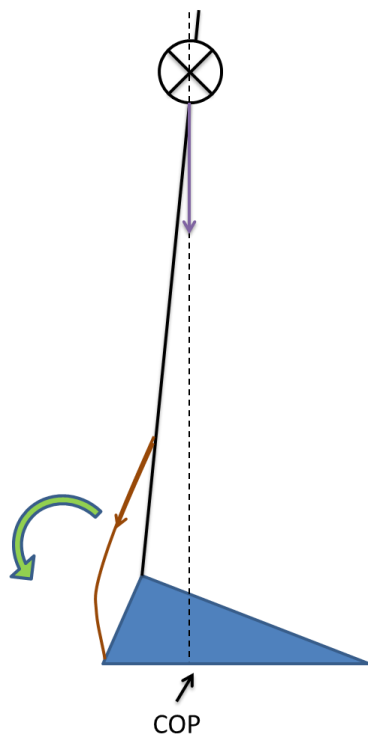



図 23 逆振り子モデル

である。実際は、立位時の身体重心は足関節から約30~50mm前方に位置しており(Gurfinkel et al. 1995)、身体に作用する重力により足関節には背屈方向のモーメントが作用する。そのため、立位姿勢は下肢背部の筋が前方へ体が回転するのを防ぐことで維持されている(Winter et al. 1998,長谷 2006)。Okada(1972)は楽な立位を取っている場合であっても下腿三頭筋の活動量が他の筋に比較して多かったと報告している。足関節をはじめとした各関節の角度が変化せずに逆振り子モデルで身体重心高が変化すると、それに伴って足関節を支点とした身体に作用する重力のモーメントアームの長さが変化する。身体に作用する重力のモーメントアーム長が短くなると身体を前方に回転させるモーメントが小さくなる。そのため、足関節をはじめとした関節角度が変化せずに同じ姿勢をとっていた場合は身体重心高が低い方がより立位姿勢の維持が容易になると考えられる。Winter et al.(2003)は前後方向の身体動揺で見られた揺れの大きさと足部の踵回りに生じるモーメントの大きさの間に高い正の相関があったことを報告している。また、Smith(1954)はCOPの前後への動きに伴い足関節回りのモーメントが変化し、骨や筋、靭帯などの足を支える構造への負荷が変化すると報告している。以上より、身体重心高が低くなることで身体に作用する重力のモーメントアーム長が短縮し、身体を前方に回転させるモーメントが減少して前後方向の立位姿勢を制御する抗重力筋にかかる負荷軽減につながったことが、身体重心高が低くなる条件で身体動揺が小さくなった理由と考えられる。Portnoy & Morin(1956)は身体重心の僅かな変化が筋活動に変化を生じさせると報告しており、呼吸様式間で生じるような大きさの身体重心高の変化によっても同様の現象が起こっていたものと推察される。

本研究で設定した胸式高条件、胸式低条件、腹式高条件、腹式低条件のうち、胸式高条件と腹式低条件は重りによる身体重心高の調節を行わない条件であり、呼吸様式を使い分けるだけで行える条件であった。そのため、身体重心高が低くなる腹式呼吸(屈ら 2001、丸山ら 2012)による吸気を用いることで、立位時の身体動揺を小さくできることが明らかとなった。このことは、身体動揺を小さくする必要がある状況で腹式呼吸が有用な技術となり得ることを示し、呼吸様式の新たな有用性を示すものであると考えられる。呼吸様式について行われた研究は腹式呼吸に伴い副交感神経の活動が亢進し、リラックス効果が生じる(坂本 2001)というような神経・精神的なものが多く、呼吸そのものによって生じる身体重心高の変化(屈ら 2001、丸山ら 2012)や本研究で扱った身体動揺のような物理的な現象について呼吸と関連させた研究はほとんど行われていない。しかし、腹式呼吸に伴う身体重心と浮心の位置関係が変化することによる水泳パフォーマンス向上の可能性を示した丸山ら(2012)の研究に見られるように、呼吸に伴って生じる物理的な現象がスポーツなどへ好影響をもたらす可能性が考えられる。本研究で明らかとなった呼吸様式間で生じる身体重心高の変化が身体動揺に与える影響も身体動揺がパフォーマンスに影響するようなスポーツであれば有用なものとなり得る。Keast & Elliott(1990)はアーチェリーにおいて身体動揺が大きい射は点数や選手の自己評価が低かったと報告している。アーチェリーや射撃のような的を狙い撃つ精密さが求められる競技においては腹式呼吸の吸気によって身体動揺を小さくすることで競技中の照準ブレを軽減し、パフォーマンスを向上させられる可能性がある。これらの競技で選手は個々に決まった構えをとるため、的を狙っている際に姿勢を大きく

変えて身体重心高を下げ、身体動揺を小さくすることができない。一方で吸気は姿勢を大きく変化させずとも行うことができるため、吸気によって身体重心高を下げ、身体動揺を小さくできる腹式呼吸は姿勢をほとんど変えずに身体動揺を小さくできる利点がある。加えて、一般に落ち着いていることが重要とされる射的競技では、先行研究で扱われたような腹式呼吸のリラックス効果(坂本 2001)も有利に働くと考えられる。そのため、腹式呼吸は射的競技に応用することで、的を狙う際に同じ構えのまま身体重心高を下げて身体動揺を小さくする物理的な効果と、呼吸法によるリラックスという精神的な効果の両面から競技パフォーマンスの向上に貢献する技術となり得る。以上のように呼吸をスポーツに有用な技術として応用できる可能性があることから、本研究で得られた知見は呼吸様式と身体重心高、身体動揺の関係を明らかにしたという点で価値のあるものであったと考える。

本研究で身体動揺の大きさを示す指標として用いた COP 面積は計測された COP 軌跡の外周面積であった。これは COP 軌跡に囲まれた部分の面積であるため、仮に COP が大きく動いていても COP 軌跡に囲まれる部分が少ない場合は面積が小さくなり、逆に偶発的に COP 軌跡が囲む部分が大きくなった場合は面積が大きくなる性質がある。そのため、COP 軌跡の外周面積は場合によっては身体動揺の大きさを過小あるいは過大に評価する可能性があり、身体動揺を定量化する他の指標を用いて本研究と同様の実験を行った場合は異なる結果が得られる可能性がある。身体動揺を定量化する際に用いられる主な指標には本研究で用いた COP 軌跡の外周面積の他にも COP の軌跡長や COP の前後・左右方向の最大振幅を掛け合わせた長方形の面積(矩形面積)といったものがある(中山 1987、渡辺ら 1986、伊保ら 1985)。

一定時間内で計測したCOPの軌跡長はCOPがどのような範囲を移動したかによらずCOPの移動速度に依存するため、身体動揺の大きさよりは身体動揺の速さや激しさを表すと考えられる。COPの前後・左右方向の最大振幅を掛け合わせた矩形面積はCOP軌跡の外周面積と同様に身体動揺の大きさを表す。しかし、矩形面積は前後・左右方向それぞれについて最も離れて計測された2点のCOPの距離を掛け合わせて算出するため(図 24)、COPの偶発的な動きに面積が大きく左右される(渡辺ら 1987)。COP軌跡の外周面積は偶発的に生じるCOPの大きな動きによる影響が矩形面積よりも小さいとされ(渡辺ら 1987)、本研究では矩形面積に比べて外周面積において同じ被験者が同じ条件の試技を行った際の計測値の変動が小さかった(表 4)。以上より、身体動揺の大きさを評価するにはCOP軌跡の外周面積が最も適当と判断し、本研究ではCOP軌跡の外周面積を身体動揺の大きさを評価する指標として用いた。

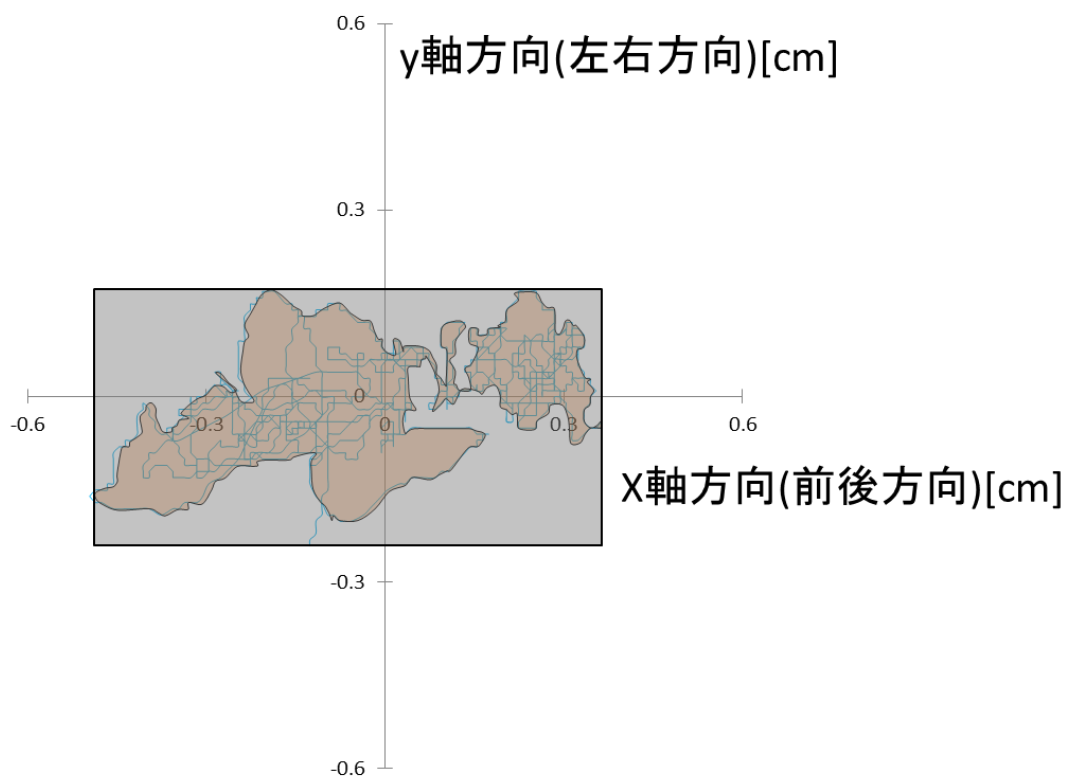



図 24　COP 軌跡の外周面積と矩形面積

表 4　身体動揺の大きさを表す指標と変動係数

	変動係数(%)	
条件	外周面積	矩形面積
胸式高条件	32.1	39.4
胸式低条件	29.6	38.6
腹式高条件	33.4	41.2
腹式低条件	24.3	35.0
平均	29.9	38.5

第 5 章

結論

本研究の目的は、胸式呼吸と腹式呼吸という異なる呼吸様式間で身体動揺が変化するのか、及び呼吸様式間で身体動揺が変化した場合に身体重心高がその要因となっているかを明らかとすることであった。実験より、呼吸様式に関わらず身体重心高が低い条件において身体動揺が小さくなることが示され、呼吸様式間で生じるような大きさの身体重心高の変化が身体動揺に影響を与えることが明らかになった。以上より、呼吸様式間で生じる小さな身体重心高の変化は呼吸様式間で身体動揺が変化する主要な要因となり、身体重心高が低くなる呼吸様式である腹式呼吸において身体動揺が小さくなることが明らかになった。

参考文献

1)阿江通良,藤井範久 スポーツバイオメカニクス 20 講. 朝倉書店, 2002.

2)浅見高明,平井仁 "東洋的修行法における呼吸運動の分析." 武道学研究 29.2 (1996): 60-68.

3)Gurfinkel, V. S., Ivanenko, Y. P., Levik, Y. S., Babakova, I. A. " Kinesthetic reference for human orthograde posture. " Neuroscience,vol68(1995),no1,p229-243.

4)長谷公隆. "立位姿勢の制御." リハビリテーション医学 43.8 (2006): 542-553.

5)Hay, James G. The biomechanics of sports techniques.(4th ed.) Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1993.

6) Hue, O., Simoneau, M., Marcotte, J., Berrigan, F., Doré, J., Marceau, P., Marceau, S., Tremblay, A., Teasdale, N. "Body weight is a strong predictor of postural stability." Gait & posture 26.1 (2007): 32-38.

7)藤原勝夫, 池上晴夫 "足圧中心位置と立位姿勢の安定性との関係について." 体育學研究 26.2 (1981): 137-147.

8)伊保清子, 伊保清子, 阿部勇勝, 笹原絹代, 浅野和江, 斎藤彰 "ヒト直立時重心動揺記録図の囲繞面積と矩形面積との相関." Equilibrium Res 44.2 (1985): 171-175.

9)屈国鋒, 浅見高明, 加藤雄一郎 "呼吸法の差異が丹田と重心位置に及ぼす影響." 人体科学 10.2 (2001): 19-26.

10)Keast, David, and Bruce Elliott. "Fine body movements and the

cardiac cycle in archery." Journal of sports sciences 8.3 (1990): 203-213.

11)Khasnis, A., and R. M. Gokula. "Romberg's test." Journal of postgraduate medicine 49.2 (2003): 169-172.

12)Ku, P. X., Abu Osman, N. A., Yusof, A., Wan Abas, W. A. B. "Biomechanical evaluation of the relationship between postural control and body mass index." Journal of biomechanics 45.9 (2012): 1638-1642.

13)Le Clair, K., and C. Riach. "Postural stability measures: what to measure and for how long." Clinical Biomechanics 11.3 (1996): 176-178.

14)丸山祐丞, 近田彰治, 矢内利政 “呼吸様式が重心位置と浮心位置に与える影響:水泳における水平姿勢維持への示唆” 体育学研究 57.2 (2012): 641-651.

15)村田伸, 津田彰, 中原弘量. "音楽聴取と精神作業負荷が重心動揺に及ぼす影響." 理学療法科学 20.3 (2005): 213-217.

16)中村隆一,斎藤宏,長崎浩 基礎運動学. 医歯薬出版, 2003.

17)中山彰博 "重心(足圧中心点)動揺の測定法について" 理学療法のための運動生理 2.1 (1987): 19-24.

18)日本キスラー社　水晶圧電式多成分フォースプレート取扱説明書 9281C/CA

19)大西昇,土屋和夫 "ヒトの立位姿勢についての考察." 人間工学 22 (1986): 68-69.

20)Okada, M. "An electromyographic estimation of the relative

muscular load in different human postures." Journal of human ergology 1.1 (1973): 75-93

21)Portnoy, Harold, and F. Morin. "Electromyographic study of postural muscles in various positions and movements." American Journal of Physiology--Legacy Content 186.1 (1956): 122-126.

22)Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G., Myklebust, B. M. "Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults." Biomedical Engineering, IEEE Transactions on 43.9 (1996): 956-966.

23)Romberg, Moritz Heinrich. A manual of the nervous diseases of man. Vol. 2. Sydenham society, 1853.

24)Rosker, Jernej, Goran Markovic, Nejc Sarabon. "Effects of vertical center of mass redistribution on body sway parameters during quiet standing." Gait & Posture 33.3 (2011): 452-456.

25)坂木佳壽美. "腹式呼吸が自律神経機能に与える影響: 臥位安静時の自律神経機能との関連." 体力科學 50.1 (2001): 105-118.

26)執行英毅. "姿勢の安定性に関する力学的研究." 耳鼻臨床 51 (1958): 907-950.

27)Smith, J. W. "Muscular control of the arches of the foot in standing. An electromyographic assessment." Journal of Anatomy 88.Pt 2 (1954): 152.

28)白戸勝,金谷健史,上戸敏彦,海野徳二 "重心動揺の前後・左右方向間の相関." Equilibrium Research 48.4 (1989): 318-324.

29)高田和之, 渡辺與作, 掛布英辰, 竹内伸也″直立姿勢における重心動

揺と呼吸の自己回帰モデル.″姿勢研究 2.2 (1982): 65-72.

30)田口喜一郎. "身体動揺測定の進歩と臨床的意義." 耳鼻咽喉科臨床 76.2 (1983): 133-147.

31)臼井永男. "重心動揺の発達的変化." 理学療法科学 10.3 (1995): 167-173.

32)渡辺與作, 掛布英辰, 高田和之. "直立姿勢保持機能を表わす重心動揺面積の計測." 電子通信学会論文誌 (D), J68-D 1 (1986): 33-40.

33)渡辺與作, 横山清子, 高田和之, 竹内伸也. "荷重負荷時の直立姿勢動揺の解析." 人間工学 23.4 (1987): 233-240.

34)Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., Gielo-Perczak, K. "Stiffness control of balance in quiet standing." Journal of Neurophysiology 80.3 (1998): 1211-1221.

35)Winter, D. A., Patla, A. E., Ishac, M., Gage, W. H. "Motor mechanisms of balance during quiet standing." Journal of Electromyography and Kinesiology 13.1 (2003): 49-56.

36)山本高司. "直立時動揺と疲労." 体力科學 28.1 (1979): 18-24.

謝辞

本研究は指導教員である矢内利政教授のご指導の下で行われました。矢内利政教授には、研究のアイデアや考え方、授業、さらには日頃の雑談に至るまで多岐にわたってお世話になりました。研究というものに関する専門知識に乏しく、客観的に物事を見ることが不得手な私に丁寧なご指導をしていただきましたことへ、ここで感謝の意を表します。お世辞にも出来の良い学生であったとは言えない私ですが、学部のゼミのころから続けてご指導いただきありがとうございました。

副査を引き受けていただきました川上泰雄教授、ならびに志々田文明教授に感謝の意を表します。川上泰雄教授には全体ミーティングなどでアドバイスを頂いた他、授業でもお世話になりました。また、研究室のイベント担当であった私が時々お部屋に訪れた際も丁寧に対応していただきありがとうございました。志々田文明教授には学部時代の卒業研究に引き続き副査を引き受けていただきました。分野の違う研究にも関わらず副査を引き受けていただきましたことをお礼申し上げます。

現在カルガリー大学にいらっしゃる阪口正律さんにはフォースプレートでCOPを計測するための方法を教えていただきました。また、COP 算出に必要な機材固有のパラメーター表が行方不明になっていたのを見つけていただきました。阪口正律さんのおかげで修士論文の中で扱った計測を行うことができました。ここにお礼申し上げます。

博士課程の丸山祐丞さんには学部時代の卒業研究の時から、様々な面でアドバイスを頂きました。研究に関することから人とのコミュニ

ケーションに至るまで多岐にわたるアドバイスをくださいましたことに感謝いたします。また、丸山祐丞さんが制作したリアクションボードを研究に使用させていただきましたこともここでお礼申し上げます。

引っ込み思案な自分をいじり倒してくださったバイオメカニクス研究室の皆様と、同期の木村君、谷君、菱川君、田村君にここでお礼申し上げます。人と話すことが下手で常識知らずな私のせいでご迷惑をおかけしたことが多々あったと思いますが、皆様のおかげで勉強になることが多かったです。また、同期の田村君は同期の中で一人だけ自前の移動手段を持っていなかった私をしばしば車に乗せてくださりありがとうございました。

最後に、私を生れてからこれまで支え続けてくださった両親、家族、親族の皆様に感謝いたします。

小野寺　亘